

## ⑫ 公開特許公報 (A) 平2-124131

⑬ Int. Cl. 5

A 61 B 1/04  
G 02 B 23/24

識別記号

370

序内整理番号

7305-4C  
B 8507-2H

⑭ 公開 平成2年(1990)5月11日

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全15頁)

⑮ 発明の名称 内視鏡画像処理装置

⑯ 特願 昭63-277918

⑰ 出願 昭63(1988)11月2日

⑱ 発明者 鶴岡 建夫 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑲ 出願人 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

⑳ 代理人 弁理士 伊藤 進

## 明細書

## 1. 発明の名称

内視鏡画像処理装置

## 2. 特許請求の範囲

内視鏡による画像を構成する少なくとも一つの映像信号に対して、内視鏡の被観察体の構造パターンに基づき映像信号を複数の小領域に分割する分割手段と、前記小領域に対し1つまたは複数の特徴量を算出する算出手段と、前記特徴量の1つまたは複数の組合せに基づいて、映像信号の特定部分を抽出する抽出手段とを備えたことを特徴とする内視鏡画像処理装置。

## 3. 発明の詳細な説明

## 〔産業上の利用分野〕

本発明は、客観的、数値的な診断を可能とした内視鏡画像処理装置に関する。

## 〔従来の技術と発明が解決しようとする課題〕

近年、体腔内に細長の挿入部を挿入することにより、体腔内臓器等を観察したり、必要に応じ処置具チャネル内に挿通した処置具を用いて各種

治療処置のできる内視鏡が広く利用されている。

また、電荷結合素子(CCD)等の固体撮像素子を撮像手段に用いた電子内視鏡も種々提案されている。

従来の内視鏡装置の一例を第14図に示す。この図に示すように、ランプ31から出射された光は、赤(R)、緑(G)、青(B)の各波長領域の光を透過するフィルタ33R、33G、33Bを有し、モータ32により回転される回転フィルタ33によって、R、G、Bの各波長領域に時系列的に分離され、内視鏡のライトガイド23の入射端に入射される。この面順次照明光は、前記ライトガイド23によって内視鏡先端部に導かれて、この先端部から出射され、被写体に照射される。この照明光による被写体からの戻り光は、結像光学系22によって、内視鏡先端部9に設けられたCCD41上に結像される。このCCD41からの画像信号は、アンプ42によって所定の範囲の電圧レベルに増幅される。このアンプ42の出力は、アダプタ回路43でアダプタされた後、A/Dコ

ンバータ44でデジタル信号に変換されて、切換スイッチ45を介して、R、G、Bに対応する各メモリ46R、46G、46Bに記憶される。各メモリに記憶された画像信号は、テレビジョン信号のタイミングで読み出され、それぞれ、D/A変換器47R、47G、47Bでアナログ信号に変換される。このアナログの画像信号は、切換スイッチ61を介して、必要に応じて輪郭強調回路62R、62G、62Bを経由して、または経由せずに、同期信号発生回路52からの同期信号SYNCと共に、RGB信号出力端に送られる。そして、このようにして得られたRGB信号を、モニタに表示して、内視鏡観察を行うようになっている。

第15図に、内視鏡画像における代表的な画像処理の一例として輪郭強調回路を示す。この輪郭強調回路では、入力信号(A)は、第1、第2のディレイライン71、72により、それぞれ1画素分づつ遅延される。2画素分遅延された第2のディレイライン72からの出力信号(C)と入力

信号(A)とを、加算器73で加算し、出力信号(D)が得られる。この出力信号(D)を、1/2反転器74で1/2にした後、反転し、出力信号(E)が得られる。この出力信号(E)と第1のディレイライン71の出力信号(B)とを加算器75で加算することにより、輪郭強調成分(F)が得られる。この輪郭強調成分(F)を、掛算器76で所定の大きさに増幅し、第1のディレイライン71の出力信号(B)と加算器77で加算することで、輪郭強調された出力信号(G)が得られる。

また、ソフトウェア的にも輪郭強調処理は多くの方法が発表されている。第16図は、その一例としてラプラシアンに関する説明図である。第16図(b)に示すような $3 \times 3$ サイズのラプラシアンマトリックスの各係数を、第16図(a)に示すような入力画像の注目画素A(i,j)(i,jは1以上の整数)及びその隣接画素に掛合わせる。その後、総和を求め、これを注目画素の値B(i,j)とする。すなわち、

$$\begin{aligned} B(i,j) = & 0 \cdot A(i-1, j+1) - 1 \cdot A(i, j+1) \\ & + 0 \cdot A(i+1, j+1) - 1 \cdot A(i-1, j) \\ & + 4 \cdot A(i, j) - 1 \cdot A(i+1, j) \\ & + 0 \cdot A(i-1, j-1) - 1 \cdot A(i, j-1) \\ & + 0 \cdot A(i+1, j-1) \end{aligned}$$

とする。このような処理による出力画像は、第16図(c)に示すようになる。そして、この処理により、輪郭成分を抽出することができる。

この他、例えば特開昭62-130091号公報や特開昭62-266028号公報に示されるように、内視鏡画像における画像処理としてはカラー映像信号を、CIE規格の色度変換座標系に変換し、色彩強調処理等を行うものがある。

ところで、このような従来の画像処理は、視覚的な効果に着目したものであり、見落とし防止や弁別能向上を目的としている。このため、最終的診断を行う医師の主觀に依存している部分が多くあり、客観的、数値的な診断に直接結びつく処理はできない。また、内視鏡画像において診断上有効な情報を蓄積し、その特性を解析することも

困難である。

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、客観的、数値的な診断を可能とし、例えば医学的に重要な情報を蓄積、解析することが容易な内視鏡画像処理装置を提供することを目的としている。

#### [課題を解決するための手段]

本発明の内視鏡画像処理装置は、内視鏡による画像を構成する少なくとも一つの映像信号に対して、内視鏡の被観察体の構造パターンに基づき映像信号を複数の小領域に分割する分割手段と、前記小領域に対し1つまたは複数の特微量を算出する算出手段と、前記特微量の1つまたは複数の組合せに基づいて、映像信号の特定部分を抽出する抽出手段とを備えたものである。

#### [作用]

本発明では、内視鏡による画像を構成する少なくとも一つの映像信号が、分割手段によって、内視鏡の被観察体の構造パターンに基づいて複数の小領域に分割され、算出手段によって、前記小領

域に対し1つまたは複数の特徴量が算出され、抽出手段によって、前記特徴量の1つまたは2つ以上の組合せに基づいて映像信号の特定部分が抽出される。

## 【実施例】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

第1図ないし第8図は本発明の第1実施例に係り、第1図は画像処理装置の構成を示すブロック図、第2図は内視鏡装置の全体を示す説明図、第3図は内視鏡装置の構成を示すブロック図、第4図は(a)及び(b)はマトリックスを示す説明図、第5図は画像処理部の動作を示すフローチャート、第6図(a)ないし(d)は腎小区を示す説明図、第7図(a)及び(b)はラベリング処理における入力画像及び出力画像を示す説明図、第8図は満幅を求める処理を示す説明図である。

第2図に示すように、電子内視鏡1は、生体20内に挿入される細長で例えば可撓性の挿入部2を有し、この挿入部2の後端に太径の操作部3が

挿入口12が設けられている。また、前記挿入部2内には、吸引チャンネルが設けられ、この吸引チャンネルは、前記吸引チューブ21に接続されるようになっている。

第3図に示すように、前記先端部9には、配光レンズ21と、結像光学系22とが配設されている。前記配光レンズ21の後端側には、ファイババンドルからなるライトガイド23が連設され、このライトガイド23は、前記挿入部2、操作部3、ユニバーサルコード4内を挿通され、前記コネクタ5に接続されている。そして、このコネクタ5を前記観察装置6に接続することにより、この観察装置6内の光源装置から出射される照明光が、前記ライトガイド23の入射端に入射されるようになっている。この光源装置は、ランプ31と、このランプ31の照明光路中に配設され、モータ32によって回転される回転フィルタ33とを備えている。前記回転フィルタ33には、それぞれ、赤(R)、緑(G)、青(B)の各波長領域の光を透過するフィルタ33R、33G、33

が設けられている。前記操作部3の後端部からは側方に可接性のユニバーサルコード4が延設され、このユニバーサルコード4の先端部にコネクタ5が設けられている。前記電子内視鏡1は、前記コネクタ5を介して、光源装置及び信号処理回路が内蔵された観察装置6に接続されるようになっている。さらに、前記観察装置6には、観察用のモニタ7や図示しない各種の信号処理装置等が接続されるようになっている。また、前記コネクタ5には、吸引チューブ21が接続され、この吸引チューブ21は、吸引器22に接続されるようになっている。

前記挿入部2の先端側には、硬性の先端部9及びこの先端部9に隣接する後方側に湾曲可能な湾曲部10が順次設けられている。また、前記操作部3には、湾曲操作ノブ11が設けられ、この湾曲操作ノブ11を回動操作することにより、前記湾曲部10を上下／左右方向に湾曲できるようになっている。また、前記操作部3には、前記挿入部2内に設けられた処置具チャンネルに連通する

Bが、周方向に沿って配列されている。そして、前記ランプ31から出射された光は、前記回転フィルタ33によって、R、G、Bの各波長領域に時系列的に分離されて前記ライトガイド23の入射端に入射されるようになっている。この照明光は、前記ライトガイド23によって先端部9に導かれて先端面から出射され、配光レンズ21を通して、被写体に照射されるようになっている。

一方、前記結像光学系22の結像位置には、固体撮像素子、例えばCCD41が配設されている。そして、前記面順次照明光によって照明された被写体像が、前記結像光学系22によって結像され、前記CCD41より電気信号に変換される。このCCD41からの画像信号は、所定の範囲の電気信号に増幅するためのアンプ42に入力されるようになっている。このアンプ42の出力電気信号は、アダブト回路43でアダブトされた後、A/Dコンバータ44でデジタル信号に変換されて、1入力3出力の切換スイッチ45に入力され、時系列的に送られてくるRGB信号は、この切換スイッ

チ45によって、R、G、B各色信号に分離されて、それぞれ、R、G、Bに対応する各メモリ46R、46G、46Bに記憶されるようになっている。各メモリから読み出された画像信号は、それぞれ、D/A変換器47R、47G、47Bでアナログ信号に変換され、R、G、B各信号出力端49R、49G、49Bから出力されるようになっている。また、前記R、G、B信号と共に、同期信号発生回路52からの同期信号SYNCが、同期信号出力端49Sから出力されるようになっている。そして、前記R、G、B信号及び同期信号が、モニタ7や各種の画像処理装置等に入力されるようになっている。

また、画像信号の行き先と画像信号転送時の転送タイミングを制御する制御信号発生部51が設けられ、この制御信号発生部51は、前記切り替えスイッチ45、R、G、B各メモリ46R、46G、46B、同期信号発生回路52、モータ32に、制御信号を送出している。

次に、第1図を参照して、本実施例の画像処理

ている。前記累積乗算器107からの映像データは、データセレクタ108に転送されるようになっている。

また、映像データの周辺部を検出するため、読み出しアドレスカウンタ103に制御された周辺部検出回路109が設けられ、この周辺部検出回路109は、周辺部データ用ROM110とデータセレクタ108に接続されている。

前記データセレクタ108からの映像データは、マトリックス演算の種類により切り替えを行う切り替えスイッチ111を経由し、サブメモリ(I)112またはサブメモリ(II)113に記憶されるようになっている。前記サブメモリ(I)112とサブメモリ(II)113に記憶され映像データは、分割手段を構成し、差分を行う減算器114を経由して画像処理部115に転送されるようになっている。また、映像データの行き先と転送時の転送タイミングを制御する制御信号発生部116が設けられ、この制御信号発生部116は、読み出しアドレスカウンタ103、マトリックス

装置について説明する。

第3図におけるR、G、B各信号出力端49R、49G、49Bから出力されるR、G、B信号のうちの少なくとも一つのような、内視鏡画像を構成する少なくとも一つのアナログ映像信号は、A/Dコンバータ101でデジタル信号に変換され、メインメモリ102に記憶されるようになっている。前記メインメモリ102には、特定領域の画素を読み出すため、読み出しアドレスカウンタ103に制御されたマトリックス用カウンタ104が接続されており、更に、前記マトリックス用カウンタ104は、演算用のマトリックス係数を記憶しておく係数用ROM(I)105と、係数用ROM(II)106にも接続されている。前記メインメモリ102から読み出した特定領域の画素は、分割手段を構成する累積乗算器107で演算されるようになっている。この累積乗算器107には、分割手段を構成する係数用ROM(I)105と係数用ROM(II)106が接続されており、演算に必要な係数が読み出されるようになっ

用カウンタ104、切り替えスイッチ111、画像処理部115に接続されている。

前記画像処理部115は、作業用メモリ117、演算処理装置(CPU)118、補助記憶装置119及び外部出力装置120から構成されている。そして、前記減算器114からの映像データは、作業用メモリ117に記憶され、この作業用メモリ117内の映像データは、補助記憶装置119上のプログラムに従い、演算処理装置118で処理されるようになっている。また、前記演算処理装置118からの映像データは、外部出力装置120を介して、出力されるようになっている。

前記画像処理部115からの映像データは、D/Aコンバータ121とアダプタ部123を経由し、出力されるようになっている。

尚、第1図において、実線は映像信号の流れ、一点鎖線は制御信号、その他の流れを示している。

次に、第4図ないし第8図を参照して、本実施例の作用について説明する。

画像処理用の映像信号は、A/Dコンバータ1

01によりアナログ信号からデジタル信号に変換され、メインメモリ102に記憶される。メインメモリ102上の映像データは、読み出しアドレスカウンタ103により注目画素のアドレスが指定されると、マトリックス用カウンタ104により、第4図(a), (b)に示すように、注目画素を中心とした $9 \times 9$ または $5 \times 5$ 四方の画素のアドレスを順次指定され、特定領域の画素が読み出される。尚、第4図(a), (b)において中央の破線で囲った画素が注目画素である。前記マトリックスのサイズの切り替えは、制御信号発生部116の制御により行われる。読み出された画像データは、累積乗算器107に入力され、係数用ROM(I)105または係数用ROM(II)106上の係数により、各々対応する画素位置ごとに乗算されると共に累積加算が行われ、その値をデータセレクタ108に出力する。前記累積乗算器107に入力される係数は、制御信号発生部116の制御により係数用ROM(I)105または係数用ROM(II)が選択される。

る差分を行うため、減算器114へ転送され、演算処理される。この演算により、生体組織の構造パターンに基づき小領域に分割された映像データが得られる。その後、映像データは画像処理部115に転送される。

画像処理部115では、第5図に示すように、各種の特徴量が算出される。ここでは、一例として、胃粘膜を対象とした処理例を説明する。胃粘膜においては、肉眼的な最小構造が胃小区と呼ばれる閉鎖小領域であることが医学的に明らかとなっている。この胃小区構造は、第6図(a)ないし(d)に分類されるが、慢性胃炎等の病変と密接な関連があり、(a)から(d)に向け、胃炎性変化が増強されることが判明している。このため、胃小区の形態の大小、不整度、胃小区間の溝幅等の特徴量を求ることにより、診断時の有効な情報とすることができます。

第5図に従い、特徴量算出に関する説明する。

まず、ステップS1で、画像が入力される。すなわち、減算器114からの映像データは、画像

一方、注目画素が画像の周辺部にある場合は、注目画素の周囲の画素データが欠落しているため、正しい演算が行われない。このため、読み出しアドレスカウンタ103のアドレス値により周辺部を周辺部検出回路109にて検出し、周辺部用のデータを周辺部データ用ROM110から読み出し、データセレクタ108に入力する。ここで、データセレクタ108は、注目画素に対し正しい演算処理が行われた場合は、累積乗算器107の出力を選択し、周辺部で正しい演算が行われない場合には周辺部データ用ROM110からのデータを選択し、切り替えスイッチ111に出力する。

前記切り替えスイッチ111は、制御信号発生部116の制御により、マトリックス演算が $9 \times 9$ の場合はサブメモリ(I)112へ、マトリックス演算が $5 \times 5$ の場合はサブメモリ(II)112へと映像データを切り替える。サブメモリ(I)112とサブメモリ(II)113に記憶された映像データは、各メモリに記憶された画像間にかけ

処理部115内の作業用メモリ117に記録される。作業用メモリ117内の映像データは、補助記憶装置119上のプログラムに従い、演算処理装置(CPU)118で、次のように処理される。

まず、ステップS2で二値化される。すなわち、画像の座標をx, y、画像の濃度値をf(x, y)とすると、与えられたしきい値(Thr; Threshold)に対して、

$$\begin{aligned} f(x, y) &= 1; f(x, y) < Thr \\ f(x, y) &= 0; \text{その他} \end{aligned}$$

とする。

次に、ステップS2で得られた二値画像に対して、ステップS3でラベリングを行う。すなわち、第7図(a), (b)に示すように、同一の連結成分に属する全ての画素同じラベル(番号)を割当て、異なる連結成分には異なるラベルを割当てる。このラベリングは、次の手順で行う。

1. 画像をラスター走査し、ラベル付けされていない1-画素(二値化によって1となった画素、0の画素とも呼ぶ。これに対し、二値化によっ

て0となった画素を $o \neq f$ の画素とも呼ぶ。)を見つける。

## 2. 未使用のラベルを割当てる。

3. この画素の4近傍にある1-画素にも同一のラベルを付ける。

4. 更に、これらの近傍にある1-画素にも同一のラベルを付ける。

5. 伝播すべき1-画素がなくなるまで繰り返した後、手順1に戻る。

## 6. 全画素を走査し終わったら終了する。

前記ステップS3のラベリングの後に、面積、溝幅、周囲長、円形度の各特徴量を求める。

面積を求める手順は次の通りである。すなわち、ステップS4でラベル毎の画素数をカウントし、総数を求めることにより、ステップS5により、対応する脅小区の面積(画素数)が求まる。

溝幅を求める手順は次の通りである。

## 1. 重心算出(ステップS6)

ラベリングされた各脅小区の重心を求める。いま、画像の座標をx, yで、画像の濃度値をf

画像を水平方向に走査し、見つかる各領域の最初の点を開始点とする。

## 2. 周囲点走査(ステップS10)

前記開始点から右回りに領域の境界線を追跡し、各境界点に対応する画素をカウントする。

円形度を求める手順は次の通りである。

## 1. 面積・周囲長算出(ステップS11)

面積及び周囲長を算出するが、先に算出したデータをそのまま適用している。

## 2. 円形度算出(ステップS12)

与えられた面積をA、周囲長をPとすると、円形度は $P^2 / (4\pi A)$ となる。

上記4つの特徴量に基づき、第6図(a)ないし(d)の分類が可能となる。また、必要とされる領域の選択を行うこともできる。これは、ステップS13の条件入力段階で、例えば、

面積( $0 \text{dot} \sim 100 \text{dot}$ ) and

溝幅( $0 \text{dot} \sim 100 \text{dot}$ )

面積( $0 \text{dot} \sim 100 \text{dot}$ ) or

周囲長( $0 \text{dot} \sim 100 \text{dot}$ )

$(x, y)$ で表わす。重心位置( $gx, gy$ )は、  
 $gx = \sum \sum x f(x, y) / \sum \sum f(x, y)$   
 $gy = \sum \sum y f(x, y) / \sum \sum f(x, y)$

で定義される。

## 2. 8方向走査(ステップS7)

第8図に示すように、重心位置から $45^\circ$ 間隔で8方向の走査を行い、各方向に対応する溝の幅を求める。溝の幅は、走査中に画素が $o \neq f (=0)$ になった時にカウントを開始し、画素が $o \neq f (=1)$ になった時にカウントを終了することを求めている。尚、上記の条件を満たさない(画素が $o \neq f$ にならない、 $o \neq f$ になった後 $o \neq f$ にならない等)で画像の端に達した場合、その方向の溝の幅は0とし、後のデータ処理には使用しない。

## 3. 平均値算出(ステップS8)

算出した8つの溝幅の加算平均を求めて、その脅小区の溝幅とする。ただし、値が0のデータは使用しない。

周囲長を求める手順は次の通りである。

## 1. 開始点算出(ステップS9)

円形度( $0 \sim 100$ ) or

[面積( $0 \text{dot} \sim 100 \text{dot}$ ) and

溝幅( $0 \text{dot} \sim 100 \text{dot}$ )]

等の条件を入力することで、ステップS14で、この条件を満足する小領域、すなわち脅小区を選択、抽出する。

また、ステップS15で、抽出後の映像データは、D/Aコンバータ121によりアナログ映像信号に変換され、アドリブ123を経由し、出力される。これにより、脅小区構造の乱れた部分、すなわち異常部分のみを分離することが可能となる。

また、これらの特徴量は、数値データとして、補助記憶装置119に記憶させ、他のデータと比較検討することも可能である。また、多数のデータを収集し統計的処理を行うことも可能であるし、ステップS16で、外部出力装置120からハードコピー等として出力することも可能である。

このように、本実施例によれば、特徴量という数値データに基づいた客観的、数値的な診断が可

能となり、医学的に重要な情報を蓄積、解析することが容易となる。また、特徴量を組合わせて映像信号の特定部分を抽出することにより、異常部、正常部の識別や、異常部間における差異を明確にすることも可能となる。

尚、本実施例では、面積、周囲長、溝幅等の特徴量を画素単位で求めていたが、大きさの既知である物体を生体内に挿入し、これを基準として実際の大きさを求めることが可能である。

尚、処理用のマトリックスは、第6図に示される内容に限定されるものではなく、異なるサイズのマトリックスを係数用ROMに記憶させると共に、マトリックス用カウンタを複数種設けることにより、各種の同様な処理が可能となる。また、病変の種類に応じて、最適となるマトリックスを選択可能にしても良い。

また、このような演算処理は、画像全体に対し行う必要はなく、必要とされる領域のみに行うようにしても良い。

第9図ないし第13図は本発明の第2実施例に

おいて、映像データは空間領域へ変換され、その後画像処理部115に転送されるようになっている。また、映像データの行き先と転送時の転送タイミングを制御する制御信号発生部116が設けられ、前記直交変換器201、係数用ROM203、直交変換器204、画像処理部115に接続されている。

前記画像処理部115は、第1実施例と同様に、作業用メモリ117、演算処理装置(CPU)118、補助記憶装置119及び外部出力装置120から構成されている。そして、前記直交変換器204からの映像データは、作業用メモリ117に記憶され、この作業用メモリ117内の映像データは、補助記憶装置119上のプログラムに従い、演算処理装置118で処理されるようになっている。また、前記演算処理装置118からの映像データは、外部出力装置120を通して、出力されるようになっている。

前記画像処理部115からの映像データは、D/Aコンバータ121とA補正部123を経由し、

係り、第9図は画像処理装置の構成を示すブロック図、第10図(a)ないし(e)は光学的フーリエ変換を示す説明図、第11図(a)ないし(c)は血管走行状態を示す説明図、第12図は画像処理部の動作を示すフローチャート、第13図(a)ないし(d)は分歧点に関する説明図である。

第9図に従って、本実施例の構成を説明する。尚、第1実施例と同一のものには、同一の符号を付している。入力されたアナログ映像信号は、A/Dコンバータ101を経由してメインメモリ102に記憶されるようになっている。前記メインメモリ102上の映像データは、分割手段を構成する直交変換器201に送られ、空間周波数領域に変換された後、分割手段を構成する乗算器202へ転送されるようになっている。この乗算器202では、直交変換器201からの映像データと係数用ROM203からのフィルタ係数が乗算され、分割手段を構成する第2の直交変換器204に送られるようになっている。前記直交変換器2

出力されるようになっている。

尚、第9図において、実線は映像信号の流れ、一点鎖線は制御信号、その他の流れを示している。

次に、第10図ないし第13図を参照して、本実施例の作用について説明する。

画像処理用の映像信号は、A/Dコンバータ101によりアナログ信号からデジタル信号に変換され、メインメモリ102に記憶される。メインメモリ102上の映像データは、直交変換器201に送られ、例えばフーリエ変換、離散的COS変換等の直交変換により空間周波数領域に変換される。

以後は、光学的フーリエ変換を例に説明する。光学的フーリエ変換を行うと、第10図(a)に示すような入力画像は、第10図(b)に示すように周波数成分に分解される。この場合、周波数成分の配置は、第10図(b)に示すように、中央部に直流分、その周辺に低周波数成分、画面辺縁部に高周波成分が展開する。このような空間周波数領域に変換された映像データは、乗算器20

2において係数ROM203からのフィルタ係数が乗算される。この係数用ROM203のフィルタ係数は、第10図(c)に示されるように環状のものであり、第10図(d)のフィルタ乗算後の画像に示すように、中央部の低周波数成分と辺縁部の高周波成分を除去し、中域体の周波数成分のみを通過するようになっている。その後、映像データは、第2の直交変換器204に送られ、逆フーリエ変換により、第10図(e)に示すように、通常の空間領域に戻される。このようにして、生体組織の構造パターンに基づき小領域に分割された映像データが得られる。その後、映像データは、画像処理部115に転送される。

前記画像処理部115では、第1実施例と同様に、各種の特徴量が求められる。ここでは、一例として大腸粘膜を対象とした処理例を説明する。大腸粘膜においては、その血管の走行状態が潰瘍性大腸炎等の病変と密接に関連している。例えば、大腸粘膜における血管の走行状態は、第11図(a)ないし(c)に分類されるが、(a)から

面積を求める手順は、第1実施例と同様に、ステップS25でラベル毎の画素数をカウントし、総数を求ることにより、ステップS26により、対応する小領域の面積(画素数)が求まる。

分岐点を求める手順は次の通りである。

#### 1. 隣接画素数(ステップS27)

第13図(a)に示すように、注目点に対し、それと隣接している8方向の画素(図において1~8の符号を付した画素)を8近傍という。隣接画素数は、8近傍中で画素が0n(=1)である画素の総数であり、これを求める。

#### 2. 分岐点算出(ステップS28)

分岐点は、第13図(b)または(c)に示すように、隣接画素が3または4の画素であり、この分岐点数を算出する。

端点を求める手順は次の通りである。

#### 1. 隣接画素数(ステップS29)

前記ステップS27と同様である。

#### 2. 端点算出(ステップS30)

端点は、第13図(d)に示すように、隣接画

(c)に向け、血管の走行状態が鮮明になるにつれ、正常粘膜に近づくことになる。このため、血管走行状態の有無、分布状態等の特徴量を求ることにより、診断時の有効な情報とすることができる。

次に、第12図に従い、特徴量算出に関して説明する。

第1実施例と同様に、ステップS21で画像が入力され、ステップS22で二値化される。

次に、ステップS23で、細線化される。この細線化は、次の手順で行う。

1. 画像中の境界点に対し、消去可能かつ端点でない画素を全て消去する。

2. 手順1の処理を画像全体の画素に施す1回の操作とし、これを、消去される画素がなくなるまで反復する。

次に、第1実施例と同様にラベリング(ステップS24)を行う。

前記ステップS24のラベリングの後に、面積、分岐点、端点、分岐率の各特徴量を求める。

素数が1の画素であり、この端点数を求める。

分岐率を求める手順は次の通りである。

#### 1. 分岐点・端点算出(ステップS31)

上記の分岐点を求める手順、端点を求める手順によって、分岐点・端点を算出する。

#### 2. 分岐率算出(ステップS32)

分岐率は、1つの小領域(この場合、血管により閉塞された区域)における分岐点数を、その面積で割った値であり、この分岐率を求める。

上記の特徴量により、第11図に示す(a)~(c)の分類が可能となる。すなわち、(a)のように血管走行が不明朗な場合、1つの小領域の面積は大きくなり、(c)のように血管走行が明確な場合、1つの小領域の面積は小さくなる。また、(c)のように血管走行が明確な場合、分岐点・端点の数も増加する。

また、第1実施例と同様に、ステップS33の条件入力及びステップS34の小領域選択により、ある条件を満たす部分のみを選択することも可能であり、これらのデータを保存しておくこともで

さる。

尚、第1実施例と同様に、ステップS35で、抽出後の映像データは、D/Aコンバータ121によりアナログ映像信号に変換され、アダプタ部123を経由し、出力される。また、これらの特徴量は、数値データとして、ステップS16で、外部出力装置120から出力される。

その他の構成、作用及び効果は、第1実施例と同様である。

尚、本発明は、上記各実施例に限らず、例えば、実施例では、入力信号として一つの信号を処理する構成となっているが、このような回路を3つ設けて、R、G、B信号の各々を処理してカラー表示しても良い。また、R、G、B信号のみでなく、シアン、マゼンタ、イエロー等の補色信号に対しても適用可能であるし、彩度、色相、明度やCIE規格等の色度座標系に変換された信号に対しても適用可能である。また、NTSC規格等のコンポジット信号を輝度成分と色成分とに分離した信号に対しても用いることが可能である。

能となり、例えば医学的に重要な情報を蓄積、解析することが容易となるという効果がある。

また、特徴量を組合せて映像信号の特定部分を抽出することにより、異常部、正常部の識別や、異常部間における差異を明確にすることも可能となる。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図ないし第8図は本発明の第1実施例に係り、第1図は画像処理装置の構成を示すブロック図、第2図は内視鏡装置の全体を示す説明図、第3図は内視鏡装置の構成を示すブロック図、第4図は(a)及び(b)はマトリックスを示す説明図、第5図は画像処理部の動作を示すフローチャート、第6図(a)ないし(d)は腎小球を示す説明図、第7図(a)及び(b)はラベリング処理における入力画像及び出力画像を示す説明図、第8図は満幅を求める処理を示す説明図、第9図ないし第13図は本発明の第2実施例に係り、第9図は画像処理装置の構成を示すブロック図、第10図(a)ないし(e)は光学的フーリエ変換

また、実施例では、RGB信号を用いた面類次式電子内視鏡に関して述べたが、コンポジットビデオ信号をデコードする単板式電子内視鏡についても同様に適応することができる。

更に、内視鏡としては、先端部に撮像素子を有するタイプでも、光学ファイバによるイメージガイドを経由して、被観察物の外部に像を導いてから撮像素子で受けるタイプのどちらでも良い。

また、小領域に対し算出する特徴量、特定部分を抽出するための特徴量は、それぞれ、1つであっても良い。

また、本発明は、医療用に限らず、工業用にも適用可能である。

#### 【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、内視鏡の被観察体の構造パターンに基づいた小領域に対し1つまたは複数の特徴量が算出され、この特徴量の1つまたは2つ以上の組合せに基づいて映像信号の特定部分が抽出されるので、特徴量という数値データに基づいた客観的、数値的な診断が可

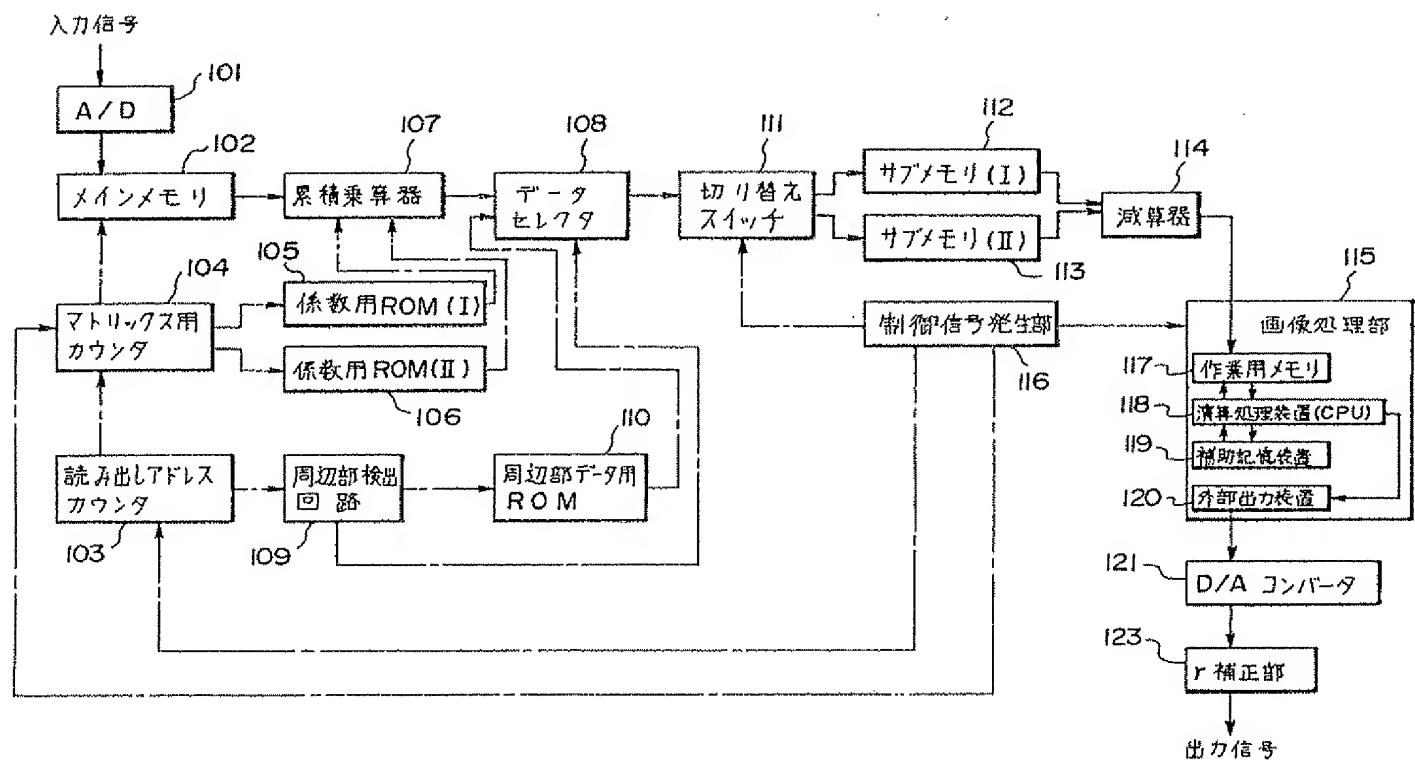
を示す説明図、第11図(a)ないし(c)は血管走行状態を示す説明図、第12図は画像処理部の動作を示すフローチャート、第13図(a)ないし(d)は分岐点に関する説明図、第14図は従来の内視鏡装置の構成を示すブロック図、第15図は輪郭強調回路のブロック図、第16図(a)ないし(c)はラブランシアンに関する説明図である。

1…電子内視鏡	6…観察装置
107…累積乘算器	
105, 106…係数用ROM	
112, 113…サブメモリ	
114…減算器	115…画像処理部
117…作業用メモリ	118…演算処理装置
119…補助記憶装置	120…外部出力装置

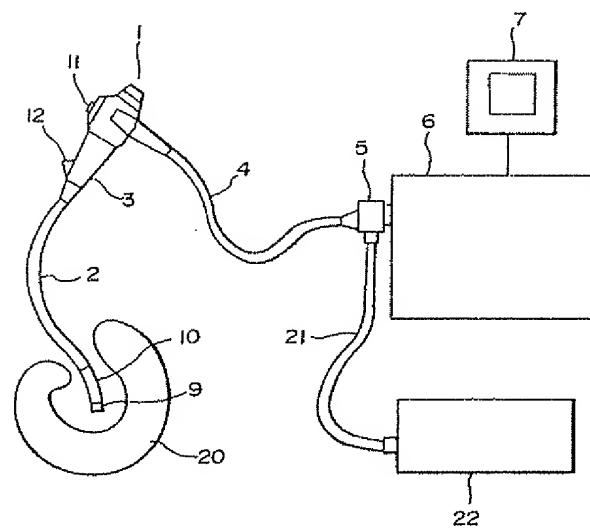
代理人 弁理士 伊藤・進



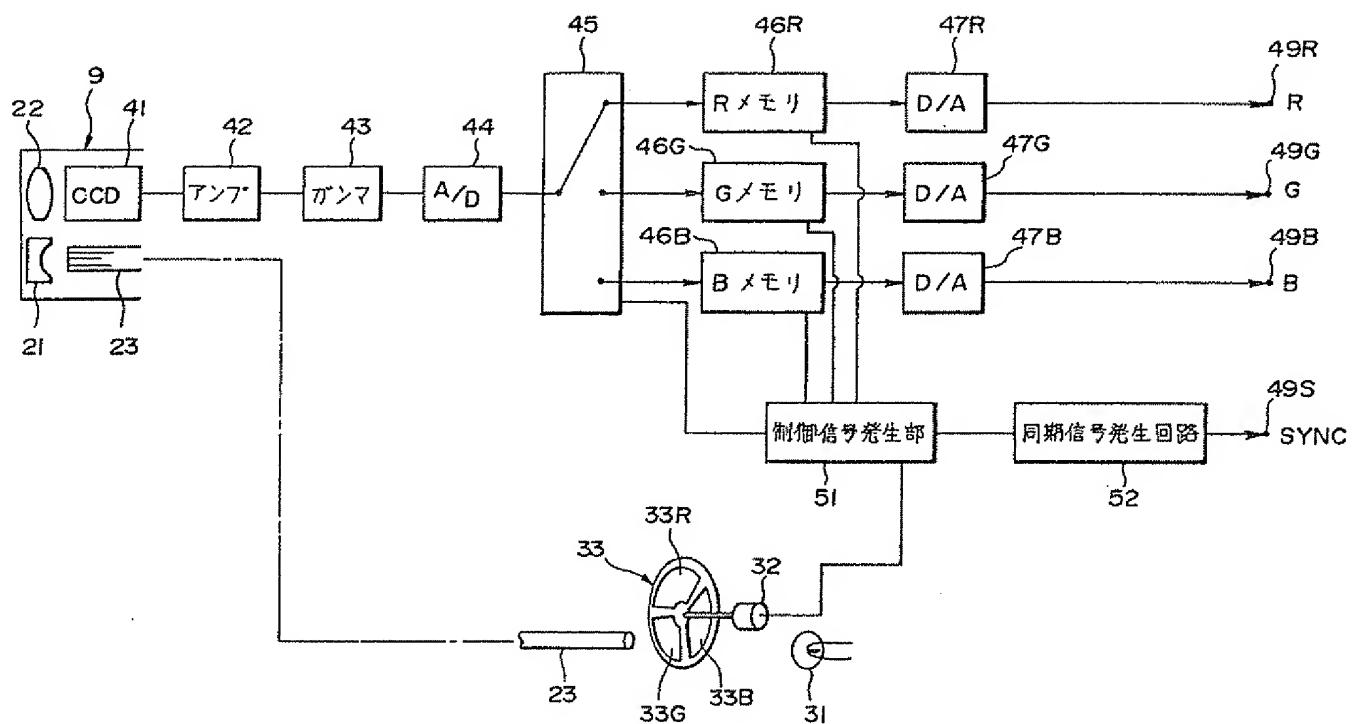
第 1 図



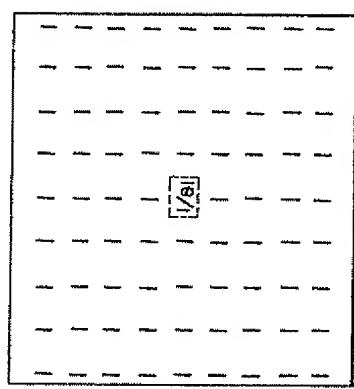
第 2 図



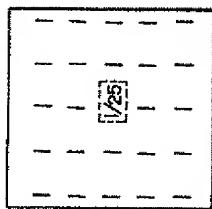
第3図



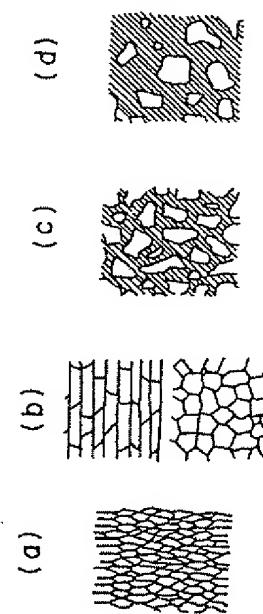
第4図(a)



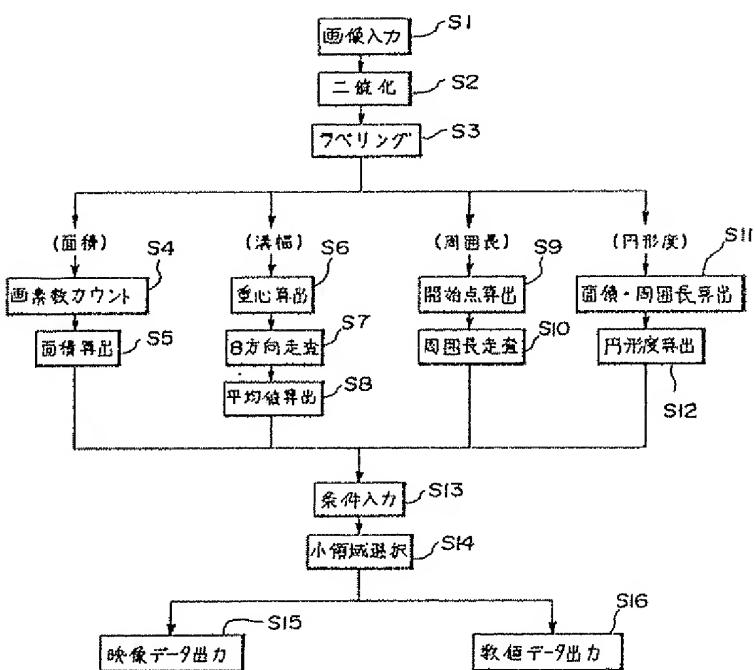
第4図(b)



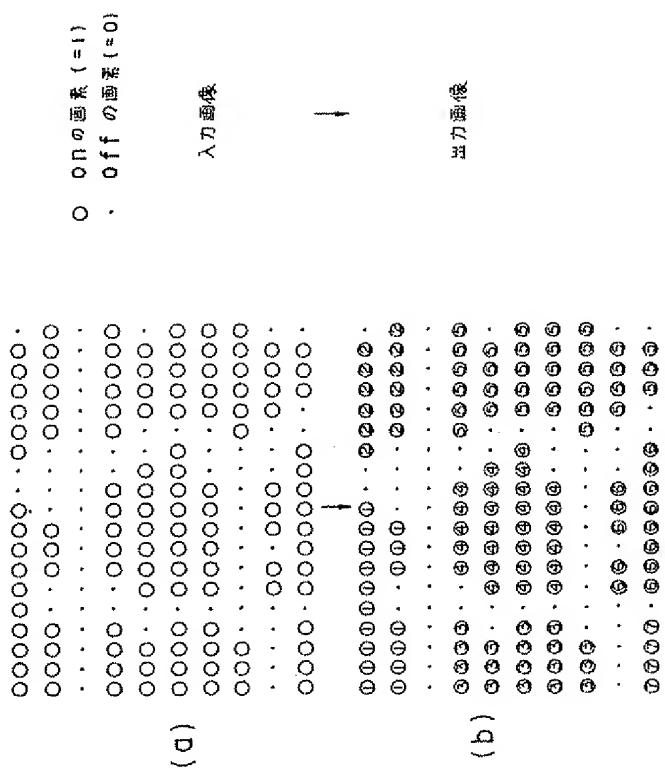
第6図



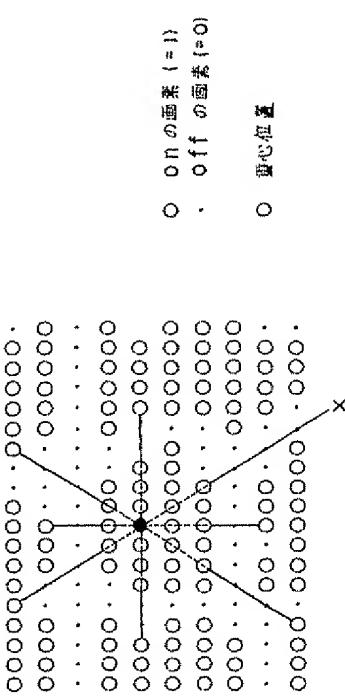
第5図



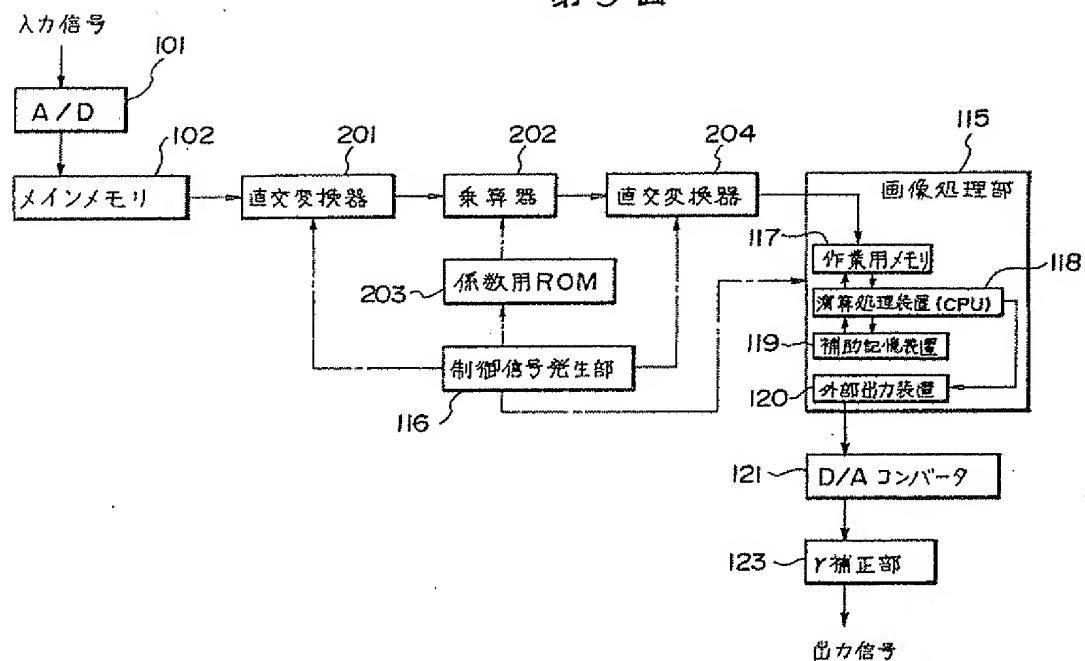
第7図



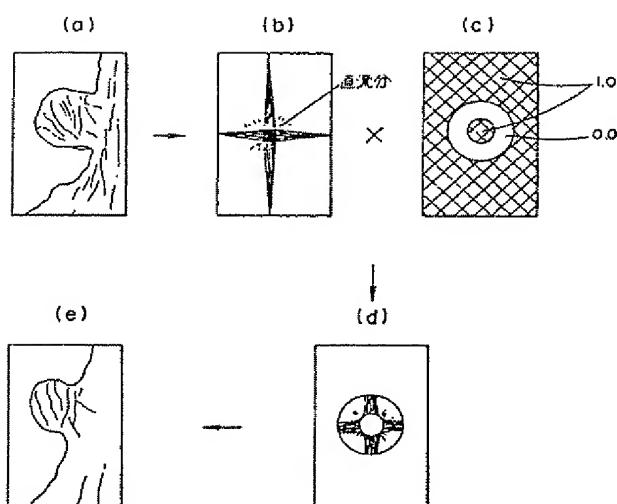
第8図



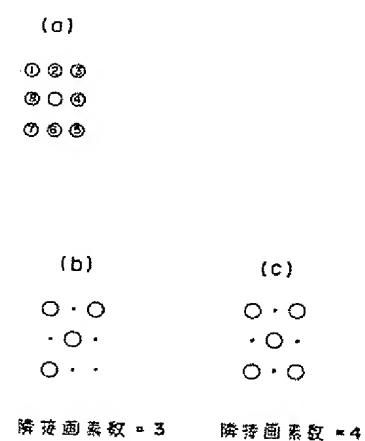
第9図



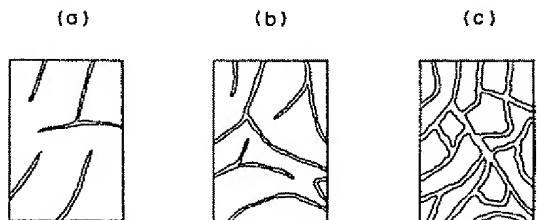
第10図



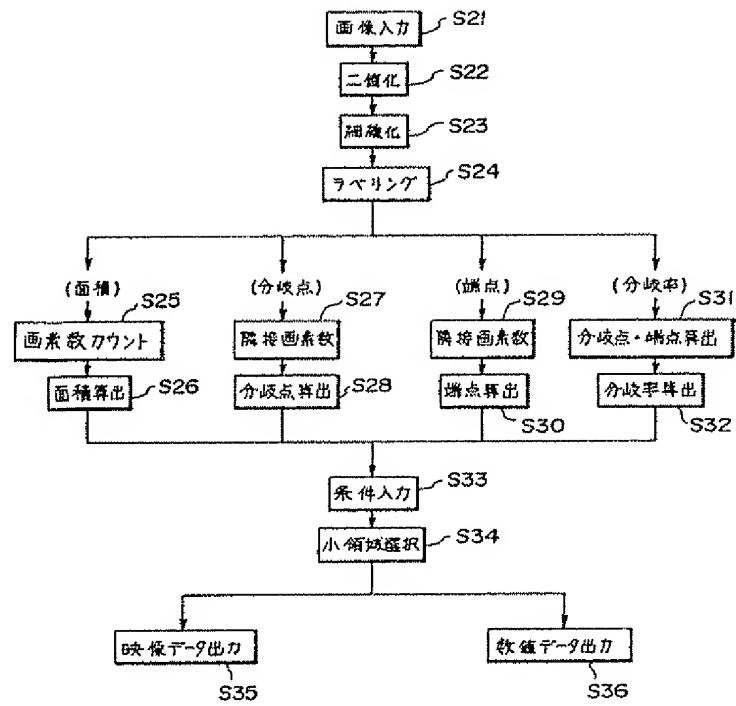
第13図



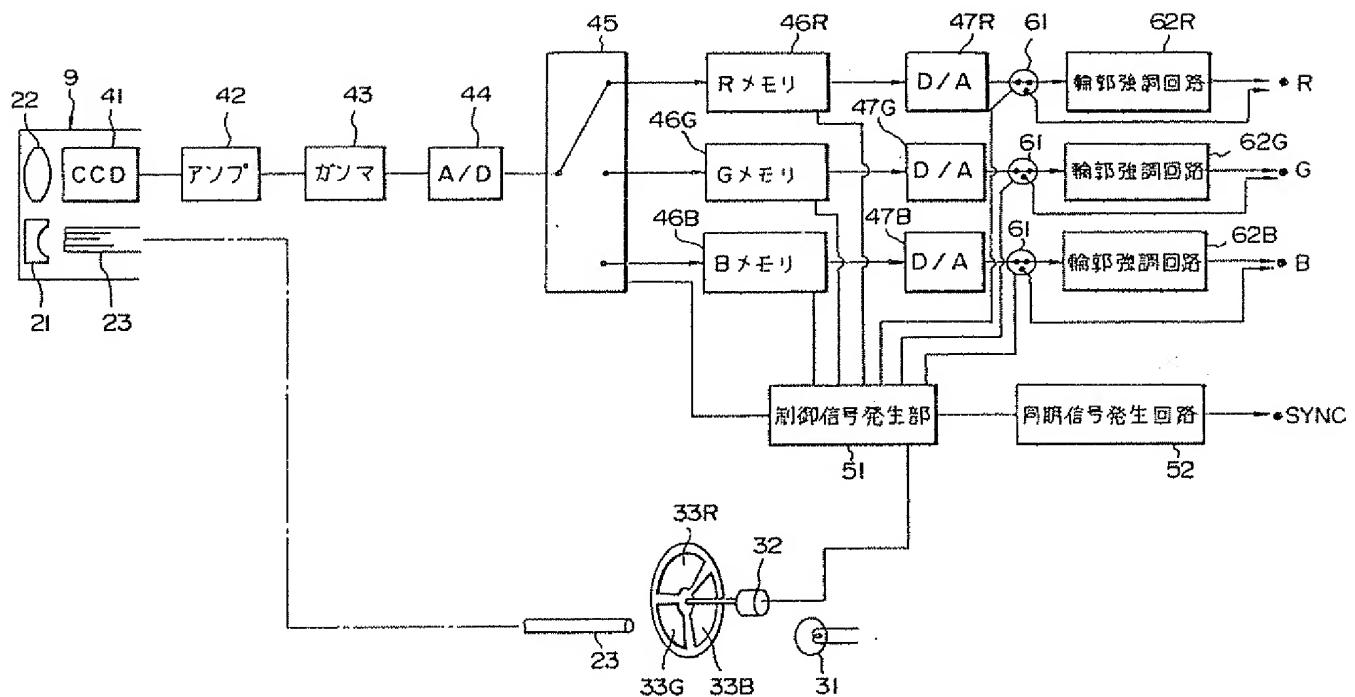
第11図



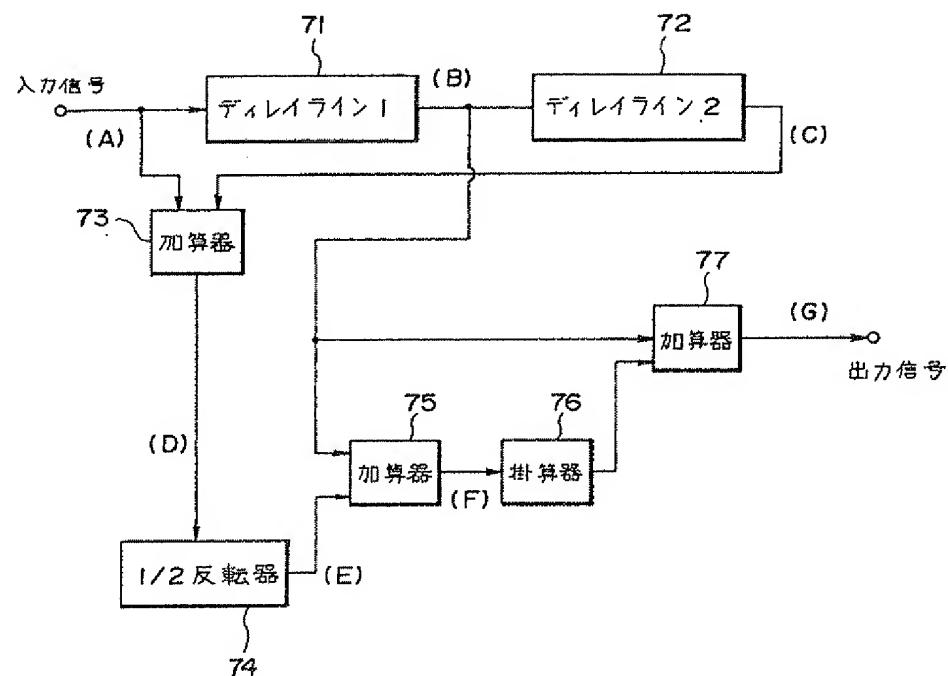
第12図



第14図



第15図



第16図(a)

A <i>i-1 j+1</i>	A <i>i j+1</i>	A <i>i+1 j+1</i>
A <i>i-1 j</i>	A <i>i j</i>	A <i>i+1 j</i>
A <i>i-1 j-1</i>	A <i>i j-1</i>	A <i>i+1 j-1</i>

第16図(b)

0	-1	0
-1	4	-1
0	-1	0

第16図(c)

B <i>i-1 j+1</i>	B <i>i j+1</i>	B <i>i+1 j+1</i>
B <i>i-1 j</i>	B <i>i j</i>	B <i>i+1 j</i>
B <i>i-1 j-1</i>	B <i>i j-1</i>	B <i>i+1 j-1</i>